

## Best Available Copy

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2003-010139

(43)Date of publication of application : 14.01.2003

(51)Int.Cl.

A61B 5/0245

A61B 5/02

(21)Application number : 2001-200503

(71)Applicant : NIPPON COLIN CO LTD

(22)Date of filing : 02.07.2001

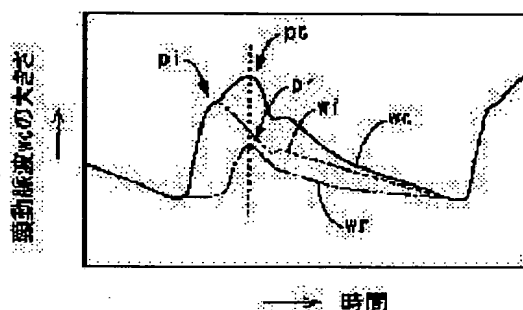
(72)Inventor : NARIMATSU KIYOYUKI

## (54) MEASURING DEVICE FOR INFORMATION ON PULSE WAVE PROPAGATION SPEED

## (57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a measuring device of information on a pulse wave propagation speed capable of measuring pulse wave propagation speed information only by installing one heartbeat synchronizing signal detecting device.

SOLUTION: The peak  $p_i$  of a traveling wave component  $w_i$  and the peak  $p_r$  of a reflected wave component  $w_r$  of a carotid pulse  $w_c$  detected by a pressure pulse wave detecting probe are determined, and a time difference between the peak  $p_i$  of the traveling wave component  $w_i$  and the peak  $p_r$  of the reflected wave component  $w_r$  is calculated as pulse wave propagation time  $DT$  (sec). The pulse wave propagation time  $DT$  is subjected in a formula 1 to obtain a pulse wave propagation speed  $PWV$  (m/sec); (formula 1)  $PWV=L/DT$  (wherein  $L$ (m) is a distance reaching a pulse wave detecting part via a reflection point positioned in the vicinity of the iliatic artery from an aortic valve). Thus, the pulse wave propagation speed  $PWV$  can be calculated only by installing one pressure pulse wave detecting probe (the heartbeat synchronizing signal detecting device).



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 02.07.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3495348

[Date of registration] 21.11.2003

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号  
特開2003-10139  
(P2003-10139A)

(43) 公開日 平成15年1月14日 (2003.1.14)

(51) Int.Cl. <sup>7</sup>	識別記号	F I	テームコード(参考)
A 6 1 B 5/0245		A 6 1 B 5/02	3 1 0 K 4 C 0 1 7
5/02			A

審査請求 有 請求項の数 2 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2001-200503(P2001-200503)

(22) 出願日 平成13年7月2日 (2001.7.2)

(71) 出願人 390014362

日本コーリン株式会社  
愛知県小牧市林2007番1

(72) 発明者 成松 清幸

愛知県小牧市林2007番1 日本コーリン株  
式会社内

(74) 代理人 100085361

弁理士 池田 治幸

Fターム(参考) 4C017 AA07 AB02 AC03 BC11

(54) 【発明の名称】 脈波伝播速度情報測定装置

(57) 【要約】

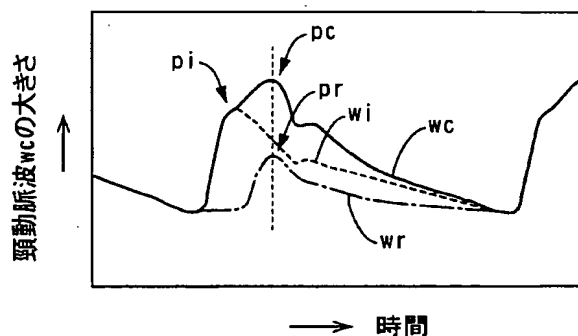
【目的】 一つの心拍同期信号検出装置を装着するだけで脈波伝播速度情報が測定できる脈波伝播速度情報測定装置を提供する。

【解決手段】 圧脈波検出プローブによって検出される頸動脈波wcの、進行波成分wiのピークpiおよび反射波成分wrのピークprを決定し、その進行波成分wiのピークpiと反射波成分wrのピークprとの時間差を脈波伝播時間DT(sec)として算出する。そして、その脈波伝播時間DTを式1に代入して脈波伝播速度PWV(m/sec)が得る。

(式1)  $PWV=L/DT$

(L(m)は、大動脈弁から腸骨動脈付近に位置する反射点を経て脈波検出部位へ至る距離)

従って、一つの圧脈波検出プローブ(心拍同期信号検出装置)を装着するだけで脈波伝播速度PWVが算出できる。



Best Available Copy

## 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体内を脈波が伝播する速度に関連する脈波伝播速度情報に基づいて生体の動脈の硬さ評価する脈波伝播速度情報測定装置であって、前記生体の所定部位に装着されて、該部位における脈波を検出する脈波センサと、該脈波センサにより検出される脈波に含まれる進行波成分のピークを決定する進行波ピーク決定手段と、該脈波センサにより検出される脈波に含まれる反射波成分のピークを決定する反射波ピーク決定手段と、前記進行波ピーク決定手段により決定された進行波成分のピークと、前記反射波ピーク決定手段により決定された反射波成分のピークとの時間差に基づいて、前記脈波伝播速度情報を算出する脈波伝播速度情報算出手段とを含むことを特徴とする脈波伝播速度情報測定装置。

【請求項 2】 脈波伝播速度情報と動脈硬化度との間の予め設定された関係を用い、前記脈波伝播速度情報算出手段により算出された脈波伝播速度情報に基づいて、前記生体の動脈硬化度を決定する動脈硬化度決定手段をさらに含むことを特徴とする脈波伝播速度情報測定装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体内を脈波が伝播する速度に関連する脈波伝播速度情報（すなわち脈波伝播時間および脈波伝播速度）を測定する脈波伝播速度情報測定装置に関するものである。

## 【0002】

【従来の技術】脈波伝播速度情報に影響を及ぼす因子として動脈硬化度が存在することを利用して、生体の動脈硬化度を評価するために、脈波伝播速度情報を求めることが行われている。脈波伝播速度情報のうち脈波伝播時間は、生体上の 2 部位において心拍同期信号を検出し、一方の心拍同期信号が検出された時間と、他方の心拍同期信号が検出された時間との時間差を測定することにより求められる。また、脈波伝播速度は、上記 2 部位間の距離を上記時間差で割ることにより求められる。たとえば、特開平 9-122091 号公報に記載された装置では、心拍同期信号として心電誘導信号（心電図）と上腕動脈波を検出し、心電図の R 波が検出された時点から上腕動脈波のピークが検出された時点までの時間差を脈波伝播時間として算出している。

## 【0003】

【発明が解決しようとする課題】動脈硬化は高血圧症と直接関連するので、血圧のように、家庭において日常的に脈波伝播速度情報が測定されることが望まれる。しかし、前述のように、脈波伝播速度情報を、生体の 2 部位において心拍同期信号を検出することにより求める場合には、脈波伝播速度情報を測定するためには 2 つの心拍同期信号検出装置を生体に装着する必要があるが、そのように、2 つの心拍同期信号検出装置を生体に装着する

ことは比較的面倒であり、家庭において日常的に脈波伝播速度情報を測定する際の障害となっていた。

【0004】本発明は以上の事情を背景として為されたものであって、その目的とするところは、一つの心拍同期信号検出装置を装着するだけで脈波伝播速度情報が測定できる脈波伝播速度情報測定装置を提供することにある。

## 【0005】

【課題を解決するための手段】本発明者は上記目的を達成するために種々検討を重ねた結果、以下の知見を見いだした。すなわち、観測される脈波（観測波）は、心臓から出た進行波と、その進行波が所定の反射点で反射させられた反射波の合成波であり、合成波に含まれる進行波成分と反射波成分との時間差は、観測点と反射点との往復距離を脈波が伝播する時間を表すことを見いだした。本発明は、このような知見に基づいて成されたものである。

【0006】すなわち、前記目的を達成するための発明は、生体内を脈波が伝播する速度に関連する脈波伝播速度情報に基づいて生体の動脈の硬さ評価する脈波伝播速度情報測定装置であって、(a)前記生体の所定部位に装着されて、該部位における脈波を検出する脈波センサと、(b)該脈波センサにより検出される脈波に含まれる進行波成分のピークを決定する進行波ピーク決定手段と、(c)該脈波センサにより検出される脈波に含まれる反射波成分のピークを決定する反射波ピーク決定手段と、(d)前記進行波ピーク決定手段により決定された進行波成分のピークと、前記反射波ピーク決定手段により決定された反射波成分のピークとの時間差に基づいて、前記脈波伝播速度情報を算出する脈波伝播速度情報算出手段とを含むことを特徴とする。

## 【0007】

【発明の効果】この発明によれば、脈波センサにより検出された脈波の進行波成分のピークおよび反射波成分のピークが、進行波ピーク決定手段および反射波ピーク決定手段によりそれぞれ決定され、脈波伝播速度情報算出手段では、その進行波成分のピークと反射波成分のピークとの時間差に基づいて脈波伝播速度情報が算出されるので、一つの脈波センサを装着するだけで脈波伝播速度情報が測定できる。

【0008】ここで、好ましくは、前記脈波伝播速度情報測定装置は、脈波伝播速度情報と動脈硬化度との間の予め設定された関係を用い、前記脈波伝播速度情報算出手段により算出された脈波伝播速度情報に基づいて、前記生体の動脈硬化度を決定する動脈硬化度決定手段をさらに含む。このようにすれば、動脈硬化度決定手段により決定された動脈硬化度から、被測定者の動脈の硬さを直接評価することができる。

## 【0009】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を図面

に基づいて詳細に説明する。図 1 は、本発明が適用された脈波伝播速度情報測定装置 10 の回路構成を示すブロック図であり、脈波伝播速度情報測定装置 10 は、図 2 に示す圧脈波検出プローブ 12 を備えている。

【0010】圧脈波検出プローブ 12 は、図 2 に示すように、被測定者の首 14 に装着バンド 16 により装着されている。この圧脈波検出プローブ 12 の構成を図 3 に示す。図 3 に詳しく示すように、圧脈波検出プローブ 12 は、容器状を成すセンサハウジング 18 を収容するケース 20 と、このセンサハウジング 18 を頸動脈 22 の幅方向に移動させるためにそのセンサハウジング 18 に螺合され且つケース 20 内に設けられた図示しないモータによって回転駆動されるねじ軸 24 とを備えている。この圧脈波検出プローブ 12 は、前記装着バンド 16 により、センサハウジング 18 の開口端が首 14 の体表面 26 に対向する状態でその首 14 に装着されている。

【0011】上記センサハウジング 18 の内部には、ダイヤフラム 28 を介して圧脈波センサ 30 が相対移動可能かつセンサハウジング 18 の開口端からの突出し可能に設けられており、これらセンサハウジング 18 およびダイヤフラム 28 等によって圧力室 32 が形成されている。この圧力室 32 内には、図 1 に示すように、空気ポンプ 34 から調圧弁 36 を経て圧力空気が供給されるようになっており、これにより、圧脈波センサ 30 は圧力室 32 内の圧力 (Pa) に応じた押圧力で前記体表面 26 に押圧させられる。

【0012】上記センサハウジング 18 およびダイヤフラム 28 は、圧脈波センサ 30 を頸動脈 22 に向かって押圧する押圧装置 38 を構成しており、上記ねじ軸 24 および図示しないモータは、圧脈波センサ 30 が体表面 26 に向かって押圧させられる押圧位置を、頸動脈 22 の幅方向に移動させる幅方向移動装置 40 を構成している。

【0013】上記圧脈波センサ 30 の押圧面 42 には、多数の半導体感圧素子（以下、感圧素子という）E が、頸動脈 22 の幅方向すなわちねじ軸 24 と平行な圧脈波センサ 30 の移動方向において、その頸動脈 22 の直径よりも長くなるように、且つ一定の間隔で配列されており、たとえば、図 4 に示すように、配列間隔が 0.6mm 程度とされた 15 個の感圧素子 E (a)、E (b)、…E (o) が配列されている。

【0014】このように構成された圧脈波検出プローブ 12 が、首 14 の体表面 26 の頸動脈 22 上に押圧されると、圧脈波センサ 30 により、頸動脈 22 から発生して体表面 26 に伝達される圧脈波（頸動脈波 wc）が検出され、その頸動脈波 wc を表す圧脈波信号 SM が A/D 変換器 44 を介して演算制御装置 46 へ供給される。図 5 の実線は、圧脈波センサ 30 により逐次検出される圧脈波信号 SM すなわち頸動脈波 wc の一例を示している。なお、頸動脈波 wc は心拍同期信号であることから、圧脈波検出プ

ローブ 12 は心拍同期信号検出装置である。

【0015】演算制御装置 46 は、CPU 48、ROM 50、RAM 52、および図示しない I/O ポート等を備えた所謂マイクロコンピュータにて構成されており、CPU 48 は、ROM 50 に予め記憶されたプログラムに従って RAM 52 の記憶機能を利用しつつ信号処理を実行する。また、CPU 48 は、その信号処理に基づいて、空気ポンプ 34 および調圧弁 36 へ図示しない駆動回路を介して駆動信号を出力して圧力室 32 内の圧力を後述する最適押圧力 HDPO に調節し、また、圧脈波センサ 30 から供給される圧脈波信号 SM に基づいて脈波伝播速度 PWV の算出等を実行し、その算出した脈波伝播速度 PWV を表示器 54 に表示する。

【0016】図 6 は、脈波伝播速度情報測定装置 10 における演算制御装置 46 の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。最適押圧位置制御手段 70 は、圧脈波センサ 30 に備えられた複数の感圧素子 E のうち最大圧力を検出する素子（以下、この素子を最大圧力検出素子 EM という）の配列位置が、配列の端を基準として、それから所定数または所定距離内側までに位置するものであることを条件とする押圧位置更新条件が成立するか否かを判断する。そして、その押圧位置更新条件が成立した場合には、以下の押圧位置更新作動を実行する。すなわち、押圧位置更新作動は、圧脈波センサ 30 を体表面 26 から一旦離隔させるとともに、幅方向移動装置 40 により押圧装置 38 および圧脈波センサ 30 を所定距離移動させた後、押圧装置 38 により圧脈波センサ 30 を比較的小さい予め設定された第 1 押圧力 HDP1 で押圧させ、その状態で再び上記押圧位置更新条件が成立するか否かを判断し、押圧位置更新条件が成立しなくなるまで、より好ましくは、前記最大圧力検出素子 EM が配列位置の略中央に位置するまで上記の作動および判断を実行する。なお、上記押圧位置更新条件における配列の端からの所定数または所定距離は、圧脈波センサ 30 により押圧される動脈（本実施例では頸動脈 22）の直径に基づいて決定され、たとえば、その直径の 1/4 に設定される。

【0017】押圧力制御手段 72 は、圧脈波センサ 30 が最適押圧位置制御手段 70 により最適押圧位置に位置させられた後、押圧装置 38 による圧脈波センサ 30 の押圧力 HDP (Hold Down Pressure) を、所定の押圧力範囲内で拍動に対応して逐次変化させ、或いは所定の押圧力範囲内を比較的緩やかな一定速度で連続的に変化させる。そして、その押圧力 HDP の変化過程で得られる頸動脈波 wc に基づいて最適押圧力 HDPO を決定し、押圧装置 38 による圧脈波センサ 30 の押圧力 HDP をその最適押圧力 HDPO に制御する。ここで、最適押圧力 HDPO とは、たとえば、最大圧力検出素子 EM により検出される頸動脈波 wc の脈圧 PP が予め設定された最低脈圧 PPL 以上となる押圧力 HDP であり、この最低脈圧 PPL は、脈圧 PP が小さすぎる

と頸動脈波wcが不明瞭になり、脈波伝播速度情報を算出するための基準点の決定精度が低下することから、脈波伝播速度情報を算出するための基準点が精度よく検出できる脈圧PPの最低値として実験に基づいて予め設定されている。

【0018】進行波ピーク決定手段74は、圧脈波センサ30の押圧力HDPが上記最適押圧力HDP0に制御されている状態で圧脈波センサ30の最大圧力検出素子EMにより逐次検出される頸動脈波wcについて、その頸動脈波wcに含まれる進行波成分(Incident wave)wiのピークpiの発生時点を決

10 定する。頸動脈波wcでは、進行波成分wiは図5の破線に示すようになり、進行波成分wiのピークpiは、全体の頸動脈波wc(観測波)の立ち上がり点からピークpcまでの間において、変曲点或いは極大点として現れる。なお、図5では進行波成分wiのピークpiは観測波の変曲点として現れている。従って、進行波ピーク決定手段74は、逐次検出される圧脈波信号SMに、所定の演算処理を施すことにより、頸動脈波wcの立ち上がり点からピークpcまでの間における変曲点または極大点を検出し、その変曲点または極大点が発生した時点

20 を、進行波成分wiのピーク発生時点に決定する。ここで、上記演算処理は、所定の次数の微分処理またはフィルタ処理など、変曲点或いは極大点検出のための一般的な処理である。

【0019】反射波ピーク決定手段76は、上記進行波ピーク決定手段74において進行波成分wiのピークpiが決定される頸動脈波wcについて、その頸動脈波wcに含まれる反射波成分(Reflected wave)wrのピークprの発生時点を決

30 定する。頸動脈波wcでは、反射波成分wrは図5の一点鎖線に示すようになり、反射波成分wrのピークprは、観測波のピークpcと一致する。従って、反射波ピーク決定手段76は、逐次検出される圧脈波信号SMが表す頸動脈波wcのピークpcを検出し、そのピークpcが発生した時点

を反射波成分wrのピーク発生時点に決定する。なお、この反射波成分wrの主成分は、心臓から出た圧波が腸骨動脈付近で反射したものであると考えられている。

【0020】脈波伝播速度情報算出手段78は、反射波ピーク決定手段76により決定された反射波成分wrのピーク発生時点と、進行波ピーク決定手段74により決定された進行波成分wiのピーク発生時点との時間差を脈波伝播時間DT(sec)として算出する。そして、その算出した脈波伝播時間DTを式1に代入して、被測定者の動脈内を伝播する脈波の伝播速度すなわち脈波伝播速度PWV(m/sec)を算出し、その算出した脈波伝播速度PWVを表示器54に表示する。なお、式1において、L(m)は、大動脈弁から腸骨動脈付近に位置する反射点を経て圧脈波センサ30が装着されている部位へ至る距離であり、予め実験に基づいて決定されている。

$$(式1) \quad PWV=L/DT$$

【0021】動脈硬化度決定手段80は、脈波伝播速度

情報と動脈硬化度との間の予め設定されたを用い、脈波伝播速度情報算出手段78によって算出された脈波伝播速度情報に基づいて動脈硬化度を決定し、その決定した動脈硬化度を表示器54に表示する。ここで、上記予め設定された関係とは、脈波伝播速度情報が脈波伝播速度PWVである場合には、脈波伝播速度PWVが大きくなるほど動脈硬化度が大きくなる関係であり、脈波伝播速度情報が脈波伝播時間DTである場合には、脈波伝播時間DTが小さくなるほど動脈硬化度が大きくなる関係であり、どちらの関係も予め実験に基づいて決定される。図7に、脈波伝播速度PWVと動脈硬化度との間の予め設定された関係の一例を示す。

【0022】図8は、図6の機能ブロック線図に示した演算制御装置46の制御作動をさらに具体的に説明するためのフローチャートである。

【0023】図8において、まず最適押圧位置制御手段70に相当するステップS1(以下、ステップを省略する。)からS3が実行される。まずS1では、押圧装置38により圧力室32内の圧力が制御されることにより、圧脈波センサ30の押圧力HDPが予め設定された第1押圧力HDP1とされる。上記第1押圧力HDP1は、各感圧素子Eにより検出される頸動脈波wcのS/N比が、それら複数の頸動脈波wcのピークpcの大きさを比較的高い精度で決定できる程度に大きくなるような押圧力HDPとして、予め実験に基づいて決定されている。

【0024】続くS2では、押圧面42に配列された感圧素子Eのうち最大圧力検出素子EMの配列位置が、配列の端から所定数または所定距離内側までに位置するものであるかを条件とする押圧位置更新条件(APS起動条件)が成立したか否かが判断される。この判断が否定された場合には、後述するS4以降が実行される。

【0025】一方、S2の判断が肯定された場合、すなわち、圧脈波センサ30の頸動脈22に対する装着位置が不適切である場合には、続くS3において、APS制御ルーチンが実行される。このAPS制御ルーチンは、最大圧力検出素子EMが感圧素子Eの配列の略中央位置となる最適押圧位置を決定するため、圧脈波センサ30を一旦体表表面26から離隔させ、幅方向移動装置40により押圧装置38および圧脈波センサ30を所定距離移動させた後、押圧装置38により圧脈波センサ30を再び前記第1押圧力HDP1で押圧させ、その状態における最大圧力検出素子EMが配列略中央位置にある感圧素子Eであるか否かが判断され、この判断が肯定されるまで上記作動が繰り返し実行される。

【0026】上記S3において圧脈波センサ30の押圧位置が最適押圧位置に制御されると、続くS4では、その状態における最大圧力検出素子EMが決定され、続いて押圧力制御手段72に相当するS5において、HDP制御ルーチンが実行される。このHDP制御ルーチンは、押圧装置38により圧脈波センサ30の押圧力HDPが前記第

1 押圧力HDP1から連続的に増加させられ、その押圧力増加過程で、前記S4で決定された最大圧力検出素子EMによって検出される頸動脈波wcの脈圧PPが予め設定された最適脈圧PPL以上となったか否かに基づいて最適押圧力HDP0が決定され、圧脈波センサ30の押圧力HDPがその決定された最適押圧力HDP0にて維持される。

【0027】続くS6では、圧脈波センサ30の最大圧力検出素子EMから供給される圧脈波信号SMが読み込まれ、続くS7では、圧脈波信号SMが一拍分読み込まれたか否かが、たとえば、頸動脈波wcの立ち上がり点が検出されたか否かに基づいて判断される。このS7の判断が否定された場合は、前記S6が実行されて圧脈波信号SMがさらに読み込まれる。

【0028】しかし、上記S7の判断が肯定された場合は、続いて、反射波ピーク決定手段76に相当するS8において、上記S6で読み込まれた圧脈波信号SMが表す頸動脈波wcのピークpcが決定され、且つ、そのピークpcの発生時間が反射波成分wrのピークprの発生時点としてRAM52に記憶される。

【0029】続いて、進行波ピーク決定手段74に相当するS9が実行される。S9では、上記S6で読み込まれた圧脈波信号SMのうち、頸動脈波wcの立ち上がり点から上記S8で決定されたピークpcまでの間の信号が、4次微分処理されることにより、立ち上がり点からピークpcまでの間に存在する変曲点または極大点を検出され、且つ、その変曲点または極大点の発生時間が進行波成分wiのピークpiの発生時点としてRAM52に記憶される。

【0030】続いて脈波伝播速度情報算出手段78に相当するS10およびS11が実行される。S10では、前記S8で決定された反射波成分wrのピークwiの発生時間から、前記S9で決定された進行波成分wiのピークpiの発生時間が差し引かれることにより、脈波伝播時間DTが算出される。そして、続くS11では、上記S10で算出された脈波伝播時間DTが、前記式1に代入されることにより脈波伝播速度PWVが算出され、且つ、その算出された脈波伝播速度PWVが表示器54に表示される。

【0031】続いて動脈硬化度決定手段80に相当するS12において、上記S11で算出された脈波伝播速度PWVおよび図7に示す脈波伝播速度PWVと動脈硬化度との関係に基づいて動脈硬化度が決定され、且つその動脈硬化度が表示器54に表示される。

【0032】上述のフローチャートに基づく実施例によれば、圧脈波センサ30により検出された頸動脈波wcの進行波成分wiのピークpiおよび反射波成分wrのピークprが、S9（進行波ピーク決定手段74）およびS8（反射波ピーク決定手段76）においてそれぞれ決定され、S10からS11（脈波伝播速度情報算出手段78）において、その進行波成分wiのピークpiと反射波成分wrのピークとprとの時間差が脈波伝播時間DTとして算出され、その脈波伝播時間DTが前記式1に代入されて脈波伝

播速度PWVが算出されるので、一つの圧脈波検出プローブ12を装着するだけで脈波伝播速度PWVが測定できる。

【0033】また、上述のフローチャートに基づく実施例によれば、S12（動脈硬化度決定手段80）において、脈波伝播速度PWVと動脈硬化度との間の図7に示す関係を用い、S11（脈波伝播速度情報算出手段78）で算出された脈波伝播速度PWVに基づいて、動脈硬化度が決定され且つその動脈硬化度が表示器54に表示されるので、その表示された動脈硬化度から、被測定者の動脈の硬さを直接評価することができる。

【0034】以上、本発明の実施形態を図面に基づいて詳細に説明したが、本発明はその他の態様においても適用される。

【0035】たとえば、前述の脈波伝播速度情報測定装置10では、圧脈波検出プローブ12が首14に装着されることにより、頸動脈波wcを検出し、その頸動脈波wcから脈波伝播速度PWVを算出していたが、上腕において検出される上腕動脈波、手首において検出される橈骨動脈波、大腿部において検出される大腿動脈波など、頸動脈波wc以外の脈波に基づいて脈波伝播速度PWVが算出されてもよい。

【0036】なお、本発明はその主旨を逸脱しない範囲においてその他種々の変更が加えられ得るものである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の脈波伝播速度情報測定装置の回路構成を示すブロック図である。

【図2】図1の脈波伝播速度情報測定装置に備えられた圧脈波検出プローブが、首に装着された状態を示す図である。

【図3】図2の圧脈波検出プローブを一部切り欠いて説明する拡大図である。

【図4】図1の圧脈波センサの押圧面に配列された感圧素子の配列状態を説明する図である。

【図5】図1の圧脈波センサの感圧素子から出力される圧脈波信号SMが表す頸動脈波wcを例示する図である。

【図6】図1の脈波伝播速度情報測定装置における演算制御装置の制御機能の要部を説明する機能ブロック線図である。

【図7】脈波伝播速度PWVと動脈硬化度との間の予め設定された関係の一例を示す図である。

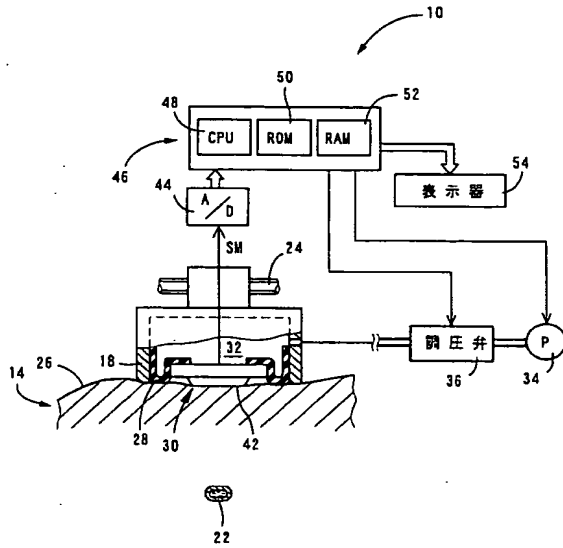
【図8】図6の機能ブロック線図に示した演算制御装置の制御動作をさらに具体的に説明するためのフローチャートである。

【符号の説明】

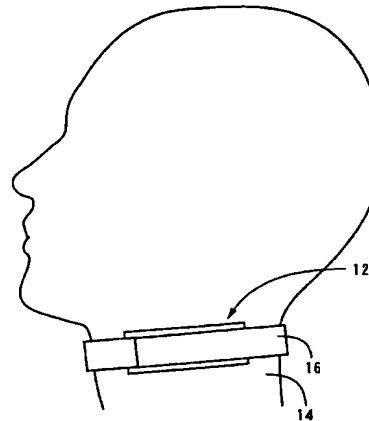
10：脈波伝播速度情報測定装置  
30：圧脈波センサ（脈波センサ）  
74：進行波ピーク決定手段  
76：反射波ピーク決定手段  
78：脈波伝播速度情報算出手段

## 80: 動脈硬化度決定手段

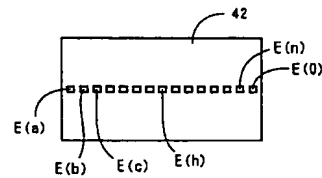
【図1】



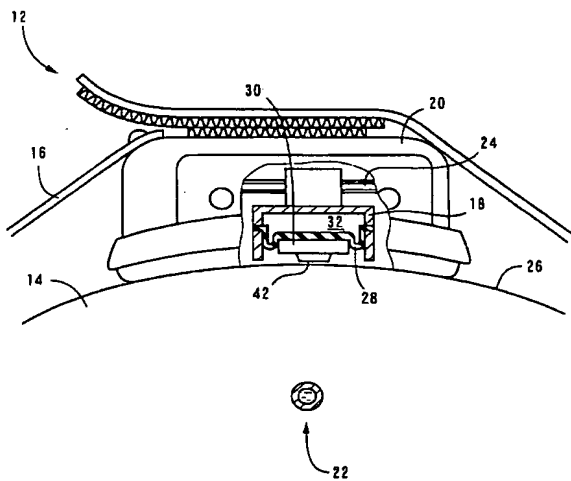
【図2】



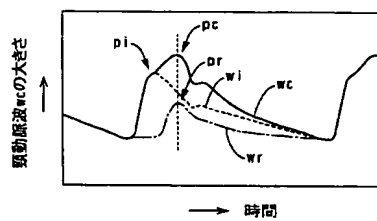
【図4】



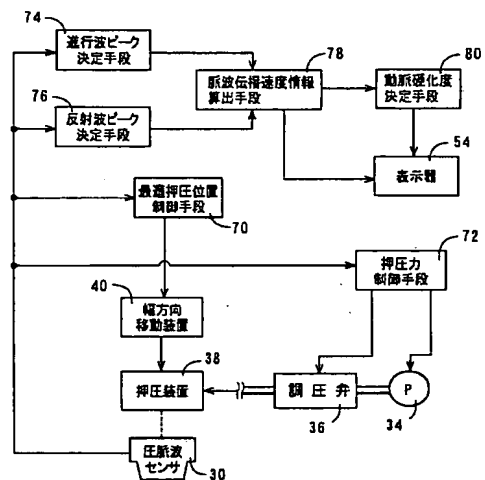
【図3】



【図5】

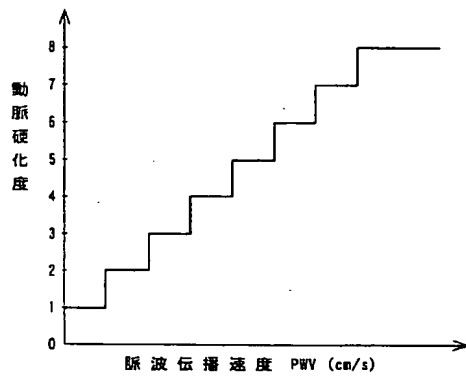


【図6】



Best Available Copy

【図 7】



【図 8】

